



(51) Internationale Patentklassifikation <sup>7</sup> :	A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 00/38599
A61F 2/64		(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 6. Juli 2000 (06.07.00)

(21) Internationales Aktenzeichen:	PCT/EP99/10280	(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
(22) Internationales Anmeldedatum:	22. Dezember 1999 (22.12.99)	
(30) Prioritätsdaten:	198 59 931.5 24. Dezember 1998 (24.12.98) DE	
(71) Anmelder ( <i>für alle Bestimmungsstaaten ausser US</i> ):	BIEDER-MANN MOTECH GMBH [DE/DE]; Berta-Suttner-Strasse 23, D-78054 Schwenningen (DE).	
(72) Erfinder; und		
(75) Erfinder/Anmelder ( <i>nur für US</i> ):	BIEDERMANN, Lutz [DE/DE]; Am Schäfersteig 8, D-78048 Villingen (DE). MATTHIS, Wilfried [DE/DE]; Mühlenstrasse 11, D-79367 Weisweil (DE). SCHULZ, Christian [DE/DE]; Albert-Schweitzer-Strasse 4, D-09648 Mittweida (DE).	
(74) Anwälte:	PRÜFER, Lutz, H. usw.; Harthauser Strasse 25d, D-81545 München (DE).	

(54) Title: LEG PROSTHESIS WITH AN ARTIFICIAL KNEE JOINT AND METHOD FOR CONTROLLING A LEG PROSTHESIS

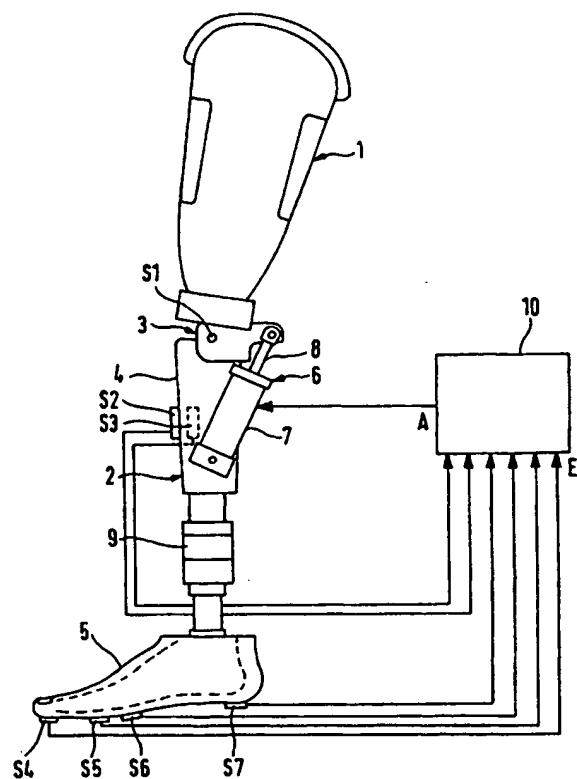
(54) Bezeichnung: BEINPROTHESE MIT EINEM KÜNSTLICHEN KNIEGELENK UND VERFAHREN ZUR STEUERUNG EINER BEINPROTHESE

#### (57) Abstract

The invention relates to a leg prosthesis, comprising the following: a thigh part (1), a lower-leg part (2) and a knee-joint (3) connecting the two, said knee-joint (3) having a damping element (6) for controlling the movement of the knee joint; a device (S1) for determining the angle of the knee; a device (S4-S7; S8, S8', S9, S9') for determining the force that is exerted on the prosthesis; a control unit for controlling the damping element (6) in dependence on the values for the angle of the knee and the force exerted on the prosthesis; and a regulating device (10) which regulates the control of the damping element in dependence on the values that are detected for the angle of the knee and the force exerted on the prosthesis, in accordance with the walking characteristics.

#### (57) Zusammenfassung

Es wird eine Beinprothese mit einem Oberschenkelteil (1) und einem Unterschenkelteil (2) und einem die beiden verbindenden Kniegelenk (3), wobei das Kniegelenk (3) ein Dämpfungselement (6) zum Steuern der Kniegelenksbewegung aufweist und mit einer Einrichtung (S1) zum Erfassen des Kniewinkels und einer Einrichtung (S4-S7; S8, S8', S9, S9') zum Erfassen der auf die Prothese wirkenden Kraft und einer Steuerung zum Steuern des Dämpfungselementes (6) in Abhängigkeit von Werten für den Kniewinkel und für die Kraft, und mit einer Regelvorrichtung (10), die in Abhängigkeit von erfassten Werten für den Kniewinkel und die Kraft die Steuerung des Dämpfungselementes entsprechend dem Gangverhalten regelt, bereitgestellt.



### ***LEDIGLICH ZUR INFORMATION***

**Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.**

<b>AL</b>	Albanien	<b>ES</b>	Spanien	<b>LS</b>	Lesotho	<b>SI</b>	Slowenien
<b>AM</b>	Armenien	<b>FI</b>	Finnland	<b>LT</b>	Litauen	<b>SK</b>	Slowakei
<b>AT</b>	Österreich	<b>FR</b>	Frankreich	<b>LU</b>	Luxemburg	<b>SN</b>	Senegal
<b>AU</b>	Australien	<b>GA</b>	Gabun	<b>LV</b>	Lettland	<b>SZ</b>	Swasiland
<b>AZ</b>	Aserbaidschan	<b>GB</b>	Vereinigtes Königreich	<b>MC</b>	Monaco	<b>TD</b>	Tschad
<b>BA</b>	Bosnien-Herzegowina	<b>GE</b>	Georgien	<b>MD</b>	Republik Moldau	<b>TG</b>	Togo
<b>BB</b>	Barbados	<b>GH</b>	Ghana	<b>MG</b>	Madagaskar	<b>TJ</b>	Tadschikistan
<b>BE</b>	Belgien	<b>GN</b>	Guinea	<b>MK</b>	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	<b>TM</b>	Turkmenistan
<b>BF</b>	Burkina Faso	<b>GR</b>	Griechenland	<b>ML</b>	Mali	<b>TR</b>	Türkei
<b>BG</b>	Bulgarien	<b>HU</b>	Ungarn	<b>MN</b>	Mongolei	<b>TT</b>	Trinidad und Tobago
<b>BJ</b>	Benin	<b>IE</b>	Irland	<b>MR</b>	Mauritanien	<b>UA</b>	Ukraine
<b>BR</b>	Brasilien	<b>IL</b>	Israel	<b>MW</b>	Malawi	<b>UG</b>	Uganda
<b>BY</b>	Belarus	<b>IS</b>	Island	<b>MX</b>	Mexiko	<b>US</b>	Vereinigte Staaten von Amerika
<b>CA</b>	Kanada	<b>IT</b>	Italien	<b>NE</b>	Niger	<b>UZ</b>	Usbekistan
<b>CF</b>	Zentralafrikanische Republik	<b>JP</b>	Japan	<b>NL</b>	Niederlande	<b>VN</b>	Vietnam
<b>CG</b>	Kongo	<b>KE</b>	Kenia	<b>NO</b>	Norwegen	<b>YU</b>	Jugoslawien
<b>CH</b>	Schweiz	<b>KG</b>	Kirgisistan	<b>NZ</b>	Neuseeland	<b>ZW</b>	Zimbabwe
<b>CI</b>	Côte d'Ivoire	<b>KP</b>	Demokratische Volksrepublik Korea	<b>PL</b>	Polen		
<b>CM</b>	Kamerun			<b>PT</b>	Portugal		
<b>CN</b>	China	<b>KR</b>	Republik Korea	<b>RO</b>	Rumänien		
<b>CU</b>	Kuba	<b>KZ</b>	Kasachstan	<b>RU</b>	Russische Föderation		
<b>CZ</b>	Tschechische Republik	<b>LC</b>	St. Lucia	<b>SD</b>	Sudan		
<b>DE</b>	Deutschland	<b>LI</b>	Liechtenstein	<b>SE</b>	Schweden		
<b>DK</b>	Dänemark	<b>LK</b>	Sri Lanka	<b>SG</b>	Singapur		
<b>EE</b>	Estland	<b>LR</b>	Liberia				

Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk  
und Verfahren zur Steuerung einer Beinprothese

Die Erfindung betrifft eine Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk nach dem Oberbegriff des Anspruches 1 und ein Verfahren zur Steuerung einer Beinprothese nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 14.

Beim Laufen mit einer Prothese wird der Prothesenoberschenkel durch den Beinstumpf während des Ganges nach vorn bewegt. Bei nicht angepaßter Dämpfung kann der Unterschenkel sich durch seine Massenträgheit sehr weit anwinkeln. Der Prothesenträger muß dann warten, bis sich die Prothese wieder nach vorn bewegt, bevor er deren Fuß aufsetzen kann. Damit ergibt sich ein unharmonisches Gangbild, ein ungünstiges Zeitverhalten und somit eine schlechte bzw. nicht optimale Trageeigenschaft.

Es sind Beinprothesen mit einem künstlichen Kniegelenk bekannt, bei denen ein Dämpfungselement in Form eines Pneumatik- oder Hydraulikzylinders zur Schwungphasensteuerung und als sogenannte Rückfallbremse vorgesehen ist. Die Anpassung der Beinprothese an den Träger erfolgt dabei mittels eines stationären Ganganalysesystems. Dabei muß der Träger der Prothese einen Testlauf mit der Prothese, beispielsweise auf einem Laufband, ausführen, worauf dann ein Orthopädietechniker eine subjektive Bewertung des Gangbildes vornimmt. Zusammen mit den subjektiven Empfindungen des Prothesenträgers wird dann eine Anpassung und Einstellung der verschiedenen Bestandteile der Prothese vorgenommen. Das Ergebnis der Einstellung ist oft ungenau, weil die Einstellung mittels subjektiver Kriterien erfolgt. Zudem werden nächtliche Veränderungen wie die des Gewichtes, der Temperaturen bzw. der Bodenbeschaffenheit nicht berücksichtigt.

Ferner haben die bekannten Dämpfungselemente für künstliche Kniegelenke den Nachteil, daß sie nicht schnell genug auf eine abrupte Änderung der Gangdynamik reagieren können.

Aus der GB 1,191,633 ist eine Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit einer hydraulisch gesteuerten Bremse bekannt, wobei als Hydraulikflüssigkeit eine ferro-kolloidale oder eine andere magnetische Flüssigkeit verwendet wird.

Aus der DE 195 21 464 A1 ist eine Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1 und ein Verfahren zum Steuern einer solchen nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 14 bekannt. Bei dieser Beinprothese kann bei einem Wechsel der Gangart auch die Steuerung der Kniebremse geändert werden und zwar jeweils unter Adaptierung eines gespeicherten Referenzmusters. Verschiedenen Gangarten wie Gehen auf einem ebenen Untergrund oder Treppensteigen ist jeweils ein spezielles Steuerprogramm zur Ansteuerung der Kniebremse zugeordnet. Während des Gehens wird durch Messung der Hüftgelenksmuskelaktivität und Vergleich der Meßwerte mit gespeicherten Referenzwerten die Gangart bestimmt und die Kniebremse mit dem für dieser Gangart zugeordneten Steuerprogramm gesteuert. Die Referenzwerte für eine Gangart werden zuvor für jeden Prothesenträger bestimmt. Eine Änderung eines einer bestimmten Gangart zugeordneten Steuerprogramms selbst erfolgt jedoch nicht.

Bei der bekannten Beinprothese besteht jedoch das Problem, daß eine Anpassung der Prothesensteuerung d.h. der Steuerprogramme an sich ändernde Umstände bezogen auf den Prothesenträger, wie beispielsweise eine Zu- oder Abnahme des Gewichts des Prothesenträgers oder das Tragen anderer Schuhe oder bezogen auf die Umgebung, wie z.B. Gehen in der Ebene auf holprigem Weg, nicht erfolgt.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk und ein Verfahren zum Steuern einer

solchen bereitzustellen, die bzw. das einen optimalen an den Träger angepaßten Betrieb der Prothese unabhängig von sich ändernden Betriebsumständen sowie eine schnelle Reaktion auf abrupte Änderungen der Gangdynamik gewährleistet.

Die Aufgabe wird gelöst durch eine Beinprothese gemäß Patentanspruch 1 und durch ein Verfahren zur Steuerung einer solchen nach Patentanspruch 14. Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Weitere Merkmale und Zweckmäßigkeiten der Erfindung ergeben sich aus der Beschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der Figuren.

Von den Figuren zeigen:

Fig. 1: eine schematische Darstellung einer ersten Ausführung einer Beinprothese mit einem künstlichen Kniegelenk mit einer Sprungphasensteuerung und Rückfallbremse.

Fig. 2(a): eine Seitenansicht einer Beinprothese in einer zweiten Ausführungsform;

Fig. 2(b): eine Vorderansicht der Beinprothese von Fig. 2(a);

Fig. 3(a): eine Seitenansicht einer dritten Ausführungsform einer Beinprothese;

Fig. 3(b): eine Vorderansicht der Beinprothese von Fig. 3(a);

Fig. 4: eine schematische Darstellung einer Steuer- und Regelvorrichtung für die erfindungsgemäße Beinprothese;

Fig. 5: ein Diagramm zur Veranschaulichung der Funktionsweise der Steuerung und Regelung für die erfindungsgemäße Beinprothese und

Fig. 6: eine Kurve, die den Kniewinkel in Abhängigkeit von der Zeit für einen Schritt darstellt.

Wie insbesondere aus Fig. 1 ersichtlich ist, umfaßt die Beinprothese in bekannter Weise ein Oberschenkelteil 1 und ein Unterschenkelteil 2 und ein die beiden verbindendes Kniegelenk 3. Das Unterschenkelteil 2 weist ein Schienbeinteil 4 mit einem Unterschenkelrohr 9 und ein mit diesem verbundenes Fußteil 5 auf. Das Fußteil 5 weist in bekannter Weise eine in der Figur nicht dargestellte Blattfeder zum Ermöglichen eines federnden Auftrittes auf. Das Oberschenkelteil 1 ist zum Verbinden mit dem Beinstumpf ausgebildet.

Das Kniegelenk 3 weist ein Dämpfungselement in Form einer hydraulischen Kolben-Zylindereinrichtung 6 auf. Der Zylinder 7 der Kolben-Zylindereinrichtung 6 ist mit dem Schienbeinteil 4 verbunden und die Kolbenstange 8 der Kolben-Zylindereinrichtung 6 ist mit dem Kniegelenk 3 verbunden. Bevorzugt ist der Zylinder 7 ein MRF-Zylinder. Dieser Zylinder ist mit einer magneto-rheologische Flüssigkeit (MR Fluid) gefüllt, die die Eigenschaft aufweist, daß sich unter Einwirkung eines magnetischen Feldes ihre Viskosität im Bereich von etwa 3 bis 5 Millisekunden ändert. Die magneto-rheologische Flüssigkeit besteht aus einer Suspension von magnetisierbaren Teilchen in der Größenordnung von Mikrometern in Öl.

Der Kolben 8 oder der Zylinder 7 der Kolben-Zylinder-einrichtung 6 weist ferner einen Elektromagneten auf, der über ein externes Signal ansteuerbar ist und der das Magnetfeld zum Einwirken auf die magneto-rheologische Flüssigkeit bereitstellt.

Die Beinprothese weist ferner eine Anzahl von Sensoren zur Bewegungs- und Kraftmessung auf. Im Kniegelenk 3 ist ein Kniewinkelsensor S1 zur Erfassung des Kniewinkels vorgesehen. Am Schienbeinteil 4 sind optional Beschleunigungssensoren vorgesehen. Ein frontal angeordneter Beschleunigungssensor S2 dient zur Messung der Beschleunigung in Fortbewegungsrichtung, ein seitlich angeordneter Beschleunigungssensor S3 dient zur Messung der Beschleunigung senkrecht zur Fortbewegungsrichtung. Als Beschleunigungssensoren können herkömmliche Beschleunigungssensoren, wie sie beispielsweise aus der Kraftfahrzeugtechnik bekannt sind, verwendet werden.

Zur Messung der auf die Prothese wirkenden Kraft sind ein oder mehrere Kraftsensoren vorgesehen. Gemäß der in Fig. 1 dargestellten Ausführungsform sind im Bereich der Fußsohle Kraftsensoren S4 bis S7 vorgesehen. Der Kraftsensor S4 ist im Zehenbereich angeordnet, die Kraftsensoren S5 und S6 sind im Fußballenbereich angeordnet und ein Kraftsensor S7 ist im Ferserbereich angeordnet. Als Sensoren können herkömmliche Kraftsensoren, beispielsweise solche auf der Basis einer Druckfeder verwendet werden. Die Kraftsensoren liefern Informationen zur Krafteinleitung und ermöglichen die Unterscheidung von Stand- und Schwungphase.

Die Figuren 2(a) und 2(b) zeigen eine bevorzugte Ausführungsform der Beinprothese, bei der Kraftsensoren S8 und S8' am Unterschenkelrohr 9 vorgesehen sind. Die Kraftsensoren sind beispielsweise DMS-Sensoren. Der Kraftsensor S8 ist in Betriebsstellung der Beinprothese am Unterschenkelrohr 9 seitlich entweder innen oder außen vorgesehen und erfaßt die auf die Prothese wirkende Gesamtkraft. Der Kraftsensor S8' ist in Betriebsstellung der Beinprothese am Unterschenkelrohr 9 vorne oder hinten vorgesehen und erfaßt die am Unterschenkelrohr auftretende Biegung.

In den Figuren 3(a) und 3(b) ist eine weitere bevorzugte Ausführungsform der Beinprothese dargestellt, bei der alternativ

zur vorbeschriebenen Ausführungsform Kraftsensoren S9 und S9' zur Messung jeweils der Gesamtkraft bzw. der Biegekraft im Schienbeinteil 4 integriert sind. Bevorzugt sind die Kraftsensoren S9, S9' als DMS-Sensoren ausgebildet, die in das Carbon-Trägermaterial des Schienbeinteiles 4 eingebettet sind. Die Anordnung der Sensoren S9 und S9' in Betriebsstellung der Beinprothese ist derart, daß der Sensor S9 seitlich innen oder außen vorgesehen ist und der Sensor S9' hinten oder vorne, analog zu dem Ausführungsbeispiel gemäß den Figuren 2(a) und 2(b).

Die Anordnung der Kraftsensoren im Unterschenkelrohr 9 bzw. im Schienbeinteil 4 hat gegenüber der Anordnung von Kraftsensoren im Fußteil 5 den Vorteil, daß je nach Bedarf unterschiedliche Fußteile verwendet werden können und keine störenden Drähte zur Datenübertragung vom Fußteil zur Steuereinheit der Prothese vorhanden sind.

Die Signalausgänge der Sensoren S1 bis S7 bzw. S1 und S8, 8' oder S9, 9' sind mit einem oder mehreren Eingängen E einer Steuer- bzw. Regeleinheit 10 verbunden. Bevorzugt ist die Steuer- bzw. Regeleinheit 10 wie in den Figuren 2(b) und 3(b) dargestellt ist, in das Schienbeinteil 4 integriert. Ferner ist in das Schienbeinteil 4 oder in das Unterschenkelrohr 9 eine Batterie 11 integriert, die zur Stromversorgung der Steuer- bzw. Regeleinheit 10 dient. Die Steuereinheit weist eine CPU und einen Datenspeicher auf. In dem Datenspeicher ist ein Programm mit einem Algorithmus zur Verarbeitung der eingehenden Signale von den Sensoren und zum Erzeugen eines oder mehrerer Ausgangssignale vorgesehen. Ein Signalausgang A der Steuereinheit 10 ist mit der Kolben-Zylindereinrichtung 6 und speziell mit dem in dem Kolben vorgesehenen Elektromagneten verbunden.

Der Aufbau der Steuer- bzw. Regeleinheit 10 ist aus Fig. 4 ersichtlich und wird anhand dieser näher beschrieben. Die Bauteile zur Verarbeitung der von den Sensoren erzeugten Si-

gnale sind auf einer Platine 20 angeordnet. Die Platine 20 umfaßt ein Interface 21 an das die von den Sensoren erfaßten Signale entsprechend dem Kniewinkel, der Gesamtkraft bzw. Bodenreaktionskraft und der Biegekraft angelegt werden. In einer weiteren Ausbildung können auch die Signale der Beschleunigungssensoren eingegeben werden. Das Interface 21 ist derart ausgebildet, daß eine Vorverarbeitung, wie z.B. Verstärkung der Signale stattfindet und eine Kniewinkelgeschwindigkeit berechnet wird. Ferner ist auf der Platine 20 ein elektronischer Schaltkreis 22 vorgesehen, der einen Micro-Controller 23 mit Programmspeicher, einen Arbeits- und Parameterspeicher 24, eine Stromversorgung 25, einen Analog-Digital-Wandler 26 und ein Interface 27 als Schnittstelle zur Kolben-Zylindereinrichtung 6 aufweist. Optional ist eine Echtzeituhr 28 und ein SIO-Interface 29 vorgesehen. Entsprechende Verbindungsleitungen zwischen den einzelnen Bausteinen des Schaltkreises sind vorgesehen. Die im Interface 21 vorverarbeiteten Signale Kniewinkel, Kniewinkelgeschwindigkeit, Gesamtkraft und Biegekraft werden dem Analog-Digital-Wandler 26 zugeführt und die erzeugten digitalen Signale werden dem Micro-Controller 23 zugeführt. Im Micro-Controller 23 ist ein Algorithmus zur vorbestimmten Verarbeitung der Signale abgelegt. Die von dem Micro-Controller abgegebenen Signale werden an das Interface 27 angelegt und zur Steuerung der Kolben-Zylindereinrichtung ausgegeben.

In dem Arbeits- und Parameterspeicher 24 und dem Programmspeicher des Micro-Controllers 23 sind folgende vorgegebene Daten abgelegt:

- a) Eine in Fig. 6 dargestellte Kniewinkelreferenzkurve, die die Abhängigkeit des Kniewinkels von der Zeit für eine Schrittzeit darstellt. Die Kniewinkelreferenzkurve setzt sich zusammen aus der Standphase, die die Zeit vom Auftritt mit der Ferse über das Abrollen über den Fußballen bis zum Beginn der Flexion des Kniegelenks umfaßt und eine Schwungphase die die Flexion und die Extension des

Kniegelenks bis zum erneuten Auftritt mit der Ferse umfaßt. Die Kniewinkelreferenzkurve gibt ein optimales Schrittverhalten wieder, deren Werte für den Kniewinkel empirisch bestimmt worden sind. Die Kniewinkelreferenzkurve ist für jeden Prothesenträger gleich. Bevorzugt ist die Kniewinkelreferenzkurve normiert, beispielsweise auf 1 Sekunde Schrittzeit, abgelegt.

Für jede Gangart, d.h. beispielsweise für Gehen auf einer geneigten Ebene, welche das Gehen in der Horizontalen als Sonderfall beinhaltet, oder für Treppensteigen ist eine derartige für alle Prothesenträger gleiche Kniewinkelreferenzkurve abgelegt.

- b) eine Zuordnung von Kniewinkelmaxima zu unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten. Diskrete Werte des Kniewinkelmaximum in Bezug auf eine bestimmte Ganggeschwindigkeit sind zuvor empirisch für den jeweiligen Prothesenträger ermittelt worden bzw. sind einfach vorgegeben ohne den aktuellen Prothesenträger zu kennen. Zwischenwerte können durch Interpolation erhalten werden.
- c) Steuerparameter P für die Ansteuerung der Kolben-Zylindereinrichtung jeweils für verschiedene Ganggeschwindigkeiten. Die Steuerparameter umfassen einen Extensionsdämpfungsverstärkungsfaktor Ed, der ein Maß für die Dämpfungsverstärkung für die Extension angibt, und einen Flexionsdämpfungsverstärkungsfaktor Fd, der ein Maß für die Dämpfungsverstärkung für die Flexion angibt.  
Diese Steuerparameter P sind zuvor für den jeweiligen Prothesenträger empirisch für verschiedenen Ganggeschwindigkeiten mittels einer Ganganalyse ermittelt worden oder sind einfach als Startwerte für die Ansteuerung der Kolben-Zylindereinrichtung vorgegeben ohne bereits an einen speziellen Prothesenträger angepaßt zu sein.

Der in dem Microcontroller 23 abgelegte vorbestimmte Algorithmus zur Steuerung und Regelung der Kolben-Zylinder-einrichtung wird anhand von Fig. 5 beschrieben. Der Algorithmus bildet das erfindungsgemäße Verfahren zur Steuerung und Regelung der Steuerung der Beinprothese.

Aus den von dem Analog-Digital-Wandler 26 abgegebenen digitalen Signalen für den Kniewinkel, die Kniewinkelgeschwindigkeit, die Gesamtkraft und die Biegekraft werden im Schritt (1) die folgenden Schrittewerte bestimmt:

- der maximale Flexionswinkel, der dem maximalen Kniewinkel für diesen Schritt entspricht,
- die Streckvoreilzeit, die die Zeit zwischen Extensionsanschlag und Aufsetzen der Ferse ist.
- die Standzeit, und
- die Schrittzeit.

Als Ist-Schrittewerte werden von diesen Schrittewerten der maximale Flexionswinkel und die Streckvoreilzeit definiert.

Gleichzeitig wird im Schritt (1) eine Ermittlung der voraussichtlichen Schrittgeschwindigkeit vorgenommen. Diese erfolgt beispielsweise durch Verknüpfung einer Einleitzeit, die die Zeit ab der Krafteinleitung und ersten Änderung des Kniewinkels bis zum kompletten Abheben vom Boden ist und dem Einleitkniewinkel. Alternativ erfolgt die Bestimmung der Schrittgeschwindigkeit durch Bestimmung der Kniewinkelgeschwindigkeit bei einem bestimmten Flexionswinkel, bevorzugt bei etwa bei 20°, bei dem der Fuß ganz vom Boden abgehoben ist.

Im Schritt (2) werden die Ist-Schrittewerte mit Soll-Schrittewerten verglichen. Die Soll-Schrittewerte sind empirisch mittels einer Ganganalyse ermittelte Schrittewerte für eine optimale Protheseneinstellung für ein natürliches Gangverhalten und sind für jeden Prothesenträger gleich. Soll-Schrittewerte sind insbesondere:

Das Kniewinkelmaximum liegt bevorzugt zwischen 55° und 60°. Die Streckvoreilzeit liegt bevorzugt im Bereich von 0,06 bis 0,1 Sekunden.

Die Soll-Schrittwerde für eine bestimmte Gangart entsprechen den aus der Kniewinkelreferenzkurve ermittelten Schrittwerden für diese Gangart. Die Sollschriftwerde beinhalten somit eine Grundform und einen Zeitverlauf, nicht die Absolutwerte.

Im Schritt (3) erfolgt eine Verknüpfung der Differenzen zwischen Soll-Schrittwerden und Ist-Schrittwerden für die ermittelte Schrittgeschwindigkeit in vorbestimmter Weise zur Bestimmung von Korrekturfaktoren für die Steuerparameter P:

- a) Liegt der maximale Ist-Flexionswinkel im Bereich des Soll-Kniewinkels, ist keine Korrektur erforderlich. Ist der maximale Ist-Flexionswinkel größer bzw. kleiner als der Soll-Kniewinkel, so ist der Flexionsdämpfungsverstärkungsfaktor Fd zu erhöhen bzw. zu erniedrigen.
- b) Ist die Ist-Streckvoreilzeit im Bereich der Soll-Streckvoreilzeit, so ist keine Korrektur erforderlich. Ist die Ist-Streckvoreilzeit größer bzw. kleiner als die Soll-Streckvoreilzeit, so ist der Extensionsdämpfungsverstärkungsfaktor Ed zu erhöhen bzw. zu erniedrigen.
- c) Ist die Standzeit größer als 2 Sekunden, so ist der Schritt nicht in die Nachregelung der Steuerparameter einzubeziehen, da er das Loslaufen bzw. Stehenbleiben kennzeichnet.

Das Maß der Erhöhung oder Erniedrigung der Korrekturfaktoren kann dabei betragsmäßig konstant, d.h. unabhängig von der Größe der Differenz zwischen den Ist-Schrittwerden und den Soll-Schrittwerden sein oder es kann abhängig von der Differenz zwischen den Ist-Schrittwerden und den Soll-Schrittwerden sein.

Im Schritt (4) erfolgt eine Auswahl der Steuerparameter P zur Steuerung der Kolben-Zylindereinrichtung in Abhängigkeit von der voraussichtlichen Schrittgeschwindigkeit und dem entsprechenden im Arbeits- und Programmspeicher 24 abgelegten Wert für das Kniewinkelmaximum. Die Steuerparameter P werden entsprechend dem Ergebnis aus dem Schritt (3) mit Korrekturfaktoren verknüpft und somit gegenüber den ursprünglich im Speicher abgelegten, empirisch ermittelten Steuerparametern P für die entsprechende Geschwindigkeit nachgeregelt. Die so erhaltenen korrigierten aktuellen Steuerparameter P' werden wiederum im Speicher als nun gültige Werte abgelegt. und dienen beim nächsten Schritt als Ausgangspunkt für die Nachregelung.

Der Teil des Algorithmus, der die eigentliche Aussteuerung der Kolben-Zylindereinrichtung bewirkt, arbeitet wie folgt:

Die aktuellen Steuerparameter P' werden jeweils zur Flexions- und Extensionsteuerung verwendet, d.h. sie bewirken eine definierte Einstellung der Dämpfung bzw. des Bremswertes der Kolben-Zylindereinrichtung zwischen einer Grunddämpfung und einer maximalen Dämpfung. Die Steuerung der Kolben-Zylinder- einrichtung ist für die Kniewinkelreferenzkurve fest vorgegeben. Zur Bestimmung, wann die berechneten korrigierten Steuerparameter P' wirken sollen, wird die Kniewinkelreferenzkurve auf die voraussichtliche Schrittgeschwindigkeit skaliert. Bei der Flexionssteuerung folgt dabei eine Anpassung des maximalen Flexionswinkels und der Flexionszeit, bei der Extensionssteuerung erfolgt eine Anpassung an den maximal erreichten Flexionswinkel und die geforderte Extensionszeit. Die Flexionssteuerung erfolgt nur im Zeitraum zwischen Abstoßen und Erreichen des maximalen Kniewinkels, die Extensionssteuerung erfolgt nur im Zeitraum vom maximalen Kniewinkel bis zum Erreichen des Kniewinkelanschlages. Es wird eine Differenzbildung zwischen der aktuellen Kniewinkelgeschwindigkeit zur benötigten Geschwindigkeit, um die nächste Kniewinkelposition im Zeitbereich zu erreichen, durchgeführt. Ist die aktuelle Kniewinkelgeschwindigkeit zu groß, muß eine Dämpfung erfol-

gen. Im Falle der Flexion ist die Dämpfung gleich der Geschwindigkeitsdifferenz mal dem Flexionsdämpfungsverstärkungsfaktor. Im Falle der Extension ist die Dämpfung gleich der Geschwindigkeitsdifferenz mal dem Extensionsdämpfungsverstärkungsfaktor. Ist die aktuelle Geschwindigkeit zu klein, erfolgt keine Dämpfung.

Wie aus Fig. 5 ersichtlich ist, stellt der Teilschritt von Schritt (1), in dem die voraussichtliche Schrittgeschwindigkeit bestimmt wird, und der Schritt (4) mit der nachfolgenden Ansteuerung der Kolben-Zylindereinrichtung die Steuerebene dar. Der Teilschritt (1) in dem die Schrittewerte bestimmt werden zusammen mit den Schritten (2) und (3) stellt die Regelebene dar.

Die Steuerung und Regelung über den Algorithmus beinhaltet auch eine Standphasensicherung. Hierzu werden die Signale Gesamtkraft und Biegekraft verwendet. Ist im Auftrittszeitraum die Gesamtkraft ansteigend und die Biegung im Fersenbereich oder steigt der Kniewinkel an und die Gesamtkraft ist auf dem Fuß, während die Biegekraft nicht im Vorfußbereich ist, so wird die Bremse zu 100% aktiviert, d.h. es kann keine weitere Flexion erfolgen. Ist jedoch die Biegekraft im Vorfußbereich, so wird die Bremse nicht aktiviert.

Die Steuerung von Sondersituationen umfaßt die Steuerung Treppe steigen, stolpern und stürzen. Gehen auf geneigter Ebene wird wie die Extension bzw. Flexion behandelt. Für die Sondersituation Treppen steigen gibt es gesonderte empirische Werte, d.h. eine spezielle Kniewinkelreferenzkurve. Für die Sondersituation Stolpern oder Stürzen oder Anstoßen wird die Standphasensicherung aktiviert.

Im Betrieb arbeitet die Steuerung der Beinprothese wie folgt. Die Meßdaten der Kniewinkel- und Kraftsensoren werden an die Steuereinheit 10 geleitet. In Abhängigkeit von den Meßdaten

werden durch die Steuereinheit 10 Steuersignale für die Kolben-Zylindereinrichtung erzeugt und an diese geleitet. In Abhängigkeit von den Steuersignalen wird von dem Elektromagneten ein definiertes Magnetfeld erzeugt, welches eine bestimmte Viskositätsänderung der magneto-rheologischen Flüssigkeit in dem Zylinder 7 hervorruft. Durch die Änderung der Viskosität kann die Eintauchtiefe des Kolbens 8 in den Zylinder 7 und damit die Dämpfung entsprechend gesteuert werden. Die Änderung der Dämpfung erfolgt dabei innerhalb einer Zeitspanne von etwa 3 bis 5 Millisekunden. Dies ist insbesondere vorteilhaft beim Einsatz der Dämpfung als Rückfallbremse. Wenn der Träger der Beinprothese stolpert, so kann durch die sich unmittelbar aufbauende Dämpfung ein Einklappen des Unterschenkelteils frühzeitig verhindert werden.

Die Steuereinheit, die Sensoren und das Dämpfungselement sind, wie beschrieben, in einem Regelkreis miteinander verbunden, d.h. es erfolgt eine Einstellung der Dämpfung während des Gehens durch Nachregelung der Steuerparameter P für die Einstellung der Dämpfung ausgehend von vorgegebenen Werten für die Steuerparameter P. Dies hat gegenüber einer herkömmlichen Prothesensteuerung den Vorteil, daß die Einstellung der Prothesenfunktionen unmittelbar in Abhängigkeit von dem natürlichen Gangverhalten des Prothesenträgers erfolgt.

Insbesondere hat die beschriebene Beinprothese unter Verwendung des beschriebenen Algorithmus den Vorteil, daß die Prothese nicht unter Auswahl eines definierten Gangverhaltens aus vielen zuvor ermittelten Gangverhalten für einen Prothesenträger angesteuert wird, sondern daß eine Nachregelung der vorbestimmten Werte für ein definiertes Gangverhalten erfolgt. Die Prothese paßt sich damit flexibel dem augenblicklichen Gangverhalten an und es ist ein nahezu natürlicher Gang möglich. Außerdem wird durch die Nachregelung der Steuerparameter für verschiedene Geschwindigkeiten eine Anpassung der Prothesensteuerung an geänderte Umstände, wie beispielsweise geändertes Gewicht des Prothesenträgers oder die Ver-

wendung eines anderen Fußteiles oder eines anderen Schuhes ermöglicht.

Abgewandelte Ausführungsformen sind denkbar. Es können weniger oder mehr als die oben beschriebenen Sensoren vorgesehen sein.

Anstelle einer Kolben-Zylindereinrichtung mit einem in dem Zylinder axial verschiebbaren Kolben kann auch eine Kolben-Zylindereinrichtung mit einem Drehkolben verwendet werden, der beispielsweise mit Schaufeln versehen ist, die in Abhängigkeit von der Viskosität der magneto-rheologischen Flüssigkeit einen bestimmten Widerstand im Zylinder erfahren. Die Kolbenstange ist dabei mit einer Drehwelle des Kniegelenks verbunden.

Die Erfindung ist jedoch nicht beschränkt auf eine Beinprothese mit einem Hydraulikzylinder mit einer magneto-rheologischen Flüssigkeit als Dämpfungselement, sondern es können auch herkömmliche Hydraulikzylinder eingesetzt werden, bei denen sich die Dämpfung über ein Bypassventil zwischen den Kammern einstellen lässt. Die Steuerung der Ventilöffnung erfolgt dann beispielsweise über Schrittmotoren.

## PATENTANSPRÜCHE

1. Beinprothese mit einem Oberschenkelteil (1) und einem Unterschenkelteil (2) und einem die beiden verbindenden Kniegelenk (3), wobei das Kniegelenk (3) ein Dämpfungselement (6) zum Steuern der Kniegelenksbewegung aufweist und mit einer Einrichtung (S1) zum Erfassen des Kniewinkels und einer Einrichtung (S4-S7; S8, S8', S9, S9') zum Erfassen der auf die Prothese wirkenden Kraft und einer Steuerung zum Steuern des Dämpfungselements (6) in Abhängigkeit von den erfaßten Werten für den Kniewinkel und für die Kraft, gekennzeichnet durch eine Regelvorrichtung (10), die in Abhängigkeit von erfaßten Werten für den Kniewinkel und die Kraft die Steuerung des Dämpfungselements entsprechend dem Gangverhalten regelt.
2. Beinprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerung des Dämpfungselements derart ausgebildet ist, daß sie das Dämpfungselement (6) in Abhängigkeit von zuvor für verschiedene Ganggeschwindigkeiten ermittelten Steuerparametern (P) steuert und die Regelvorrichtung derart ausgebildet ist, daß die Parameter in Abhängigkeit von dem Gangverhalten nachgeregt werden.
3. Beinprothese nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelvorrichtung (10) derart ausgebildet ist, daß eine Nachregelung unter der Bedingung erfolgt, daß ermittelte Ist-Schrittwerte von vorgegebenen Soll-Schrittwerten, die für jeden Prothesenträger gleich sind, abweichen.
4. Beinprothese nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Soll-Schrittwerte definiert sind als ein maximaler Kniewinkel und eine Streckvoreilzeit, die die Zeit zwischen

einem Extensionsanschlag und einem Aufsetzen der Ferse innerhalb eines Schrittes ist.

5. Beinprothese nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der maximale Kniewinkel im Bereich zwischen 55° und 60° liegt.

6. Beinprothese nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Streckvoreilzeit im Bereich von 0,06 bis 0,1 Sekunden liegt.

7. Beinprothese nach einem der Ansprüche 2 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerparameter (P) einen Extensionsdämpfungsverstärkungsfaktor (Ed) und einen Flexionsdämpfungsverstärkungsfaktor (Fd) beinhalten, in Abhängigkeit von welchen das Dämpfungselement (6) jeweils für den Fall der Flexion oder der Extension auf einen bestimmten Dämpfungswert eingestellt wird.

8. Beinprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Dämpfungselement (6) als MRF-Zylinder (Magneto-Rheologischer Fluid-Zylinder) ausgebildet ist.

9. Beinprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zum Erfassen des Kniewinkels einen im Kniegelenk vorgesehenen Kniewinkelsensor (S1) umfaßt.

10. Beinprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung (S4 bis S7; S8, S8', S9, S9') zum Erfassen der auf die Prothese wirkenden Kraft eine Einrichtung zum Erfassen der Gesamtkraft und eine Einrichtung zum Erfassen der Biegekraft aufweist.

11. Beinprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Unterschenkelteil (2) ein Schienbeinteil (4) und ein Unterschenkelrohr (9) aufweist und daß die

Einrichtung zum Erfassen der Kraft wenigstens zwei im Unterschenkelrohr vorgesehene Kraftsensoren (S8, S8') aufweist.

12. Beinprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Unterschenkelteil (2) ein Schienbein teil (4) aufweist, und daß wenigstens zwei Kraftsensoren (S9, S9') in Form von DMS-Sensoren in das Material des Schienbeinteiles integriert sind.

13. Beinprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelvorrichtung (10) am Unterschenkelteil (2) der Beinprothese vorgesehen ist.

14. Verfahren zum Steuern einer Beinprothese mit einem Oberschenkelteil (1) und einem Unterschenkelteil (2) und einem die beiden verbindenden Kniegelenk (3), wobei das Kniegelenk (3) ein Dämpfungselement (6) zum Steuern der Kniegelenksbewegung aufweist und mit einer Einrichtung (S1) zum Erfassen des Kniewinkels und einer Einrichtung (S4-S7; S8, S8'; S9, S9') zum Erfassen der auf die Prothese wirkenden Kraft, wobei das Dämpfungselement (6) in Abhängigkeit von Werten für den Kniewinkel und für die Kraft in Abhängigkeit von zuvor für den jeweiligen Prothesenträger für verschiedene Ganggeschwindigkeiten ermittelten Steuerparametern (P) in Abhängigkeit von der Schrittgeschwindigkeit gesteuert wird,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Steuerparameter (P) angepaßt an das Gangverhalten nachgeregelt werden.

15. Verfahren zum Steuern einer Beinprothese nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß während jeden Schrittes mit der Prothese die folgenden Verfahrensschritte ausgeführt werden:

- a) Bestimmen einer voraussichtlichen Schrittgeschwindigkeit;

- b) Bestimmen von Ist-Schrittwerten, die das augenblickliche Gangverhalten kennzeichnen;
- c) Vergleich der Ist-Schrittwerte mit vorgegebenen Soll-Schrittwerten;
- d) Ändern der Steuerparameter (P) in Abhängigkeit von dem Ergebnis des Vergleichs der Ist-Schrittwerte mit den Soll-Schrittwerten.

16. Verfahren zum Steuern einer Beinprothese nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Soll-Schrittwerte den maximalen Kniewinkel und die Streckvoreilzeit umfassen, wobei die Streckvoreilzeit die Zeit zwischen einem Extensionsanschlag und einem Aufsetzen der Ferse ist, und wobei die Bereiche für die Soll-Schrittwerte für jeden Prothesenträger gleich sind.

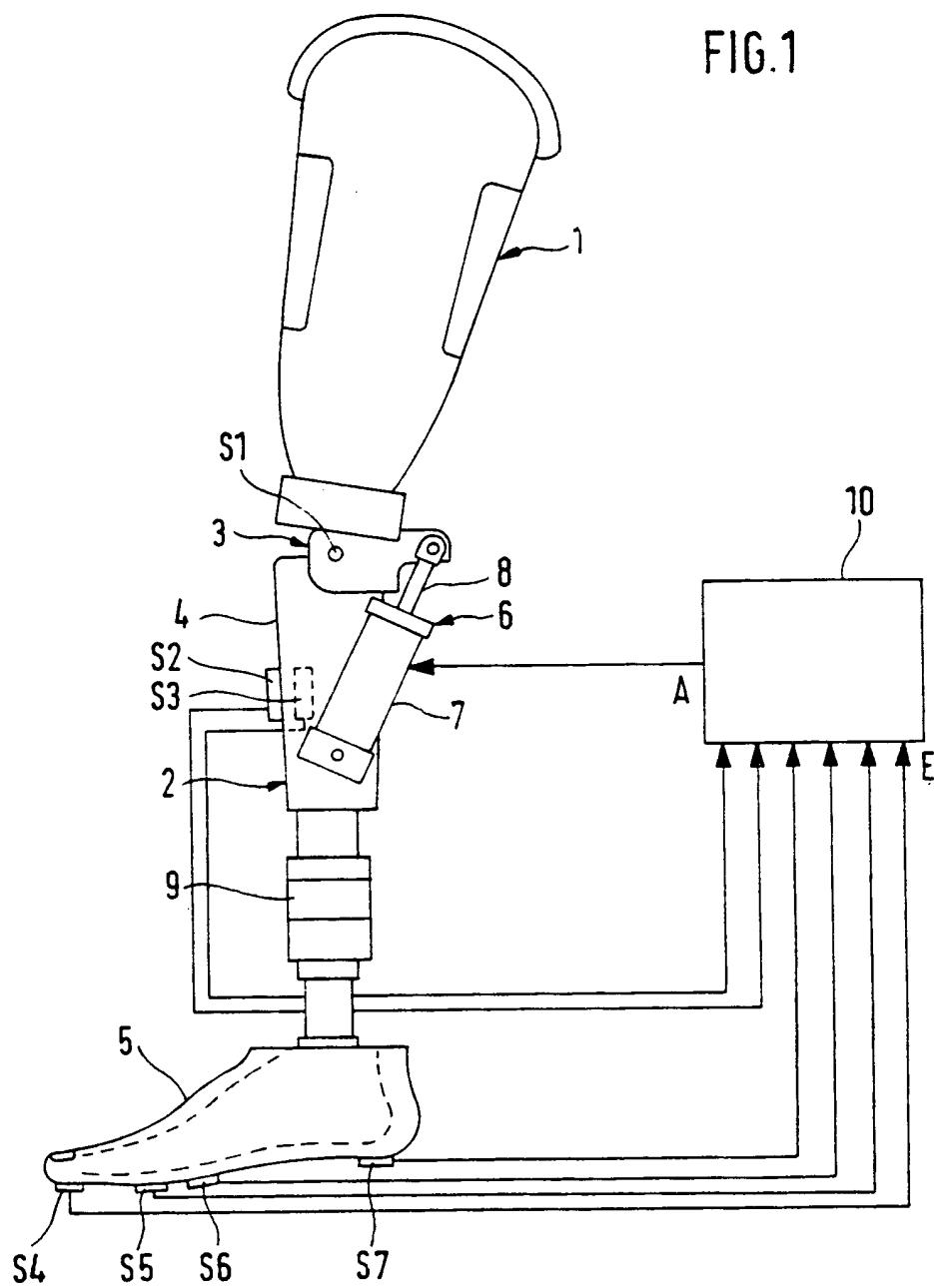
17. Verfahren zum Steuern einer Beinprothese nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß der maximale Kniewinkel im Bereich von 55° bis 60° liegt und die Streckvoreilzeit im Bereich von 0,06 bis 0,1 Sekunden liegt.

18. Beinprothese mit  
einem Oberschenkelteil (1) und einem Unterschenkelteil (2)  
und einem die beiden verbindenden Kniegelenk (3), wobei das  
Kniegelenk (3) ein Dämpfungselement (6) zum Steuern der Knie-  
gelenksbewegung aufweist und mit einer Einrichtung (S1) zum  
Erfassen des Kniewinkels und einer Einrichtung (S4-S7; S8,  
S8', S9, S9') zum Erfassen der auf die Prothese wirkenden  
Kraft  
und einer Steuerung zum Steuern des Dämpfungselements (6) in  
Abhängigkeit von den erfaßten Werten für den Kniewinkel und  
für die Kraft über Steuerparameter (P),  
gekennzeichnet durch  
eine Regelvorrichtung (10), die so ausgebildet ist, daß sie  
ausgehend von den jeweils augenblicklich gültigen Werten für  
die Steuerparameter (P) innerhalb einer Schrittperiode die  
Steuerparameter (P) in Abhängigkeit von den erfaßten Werten

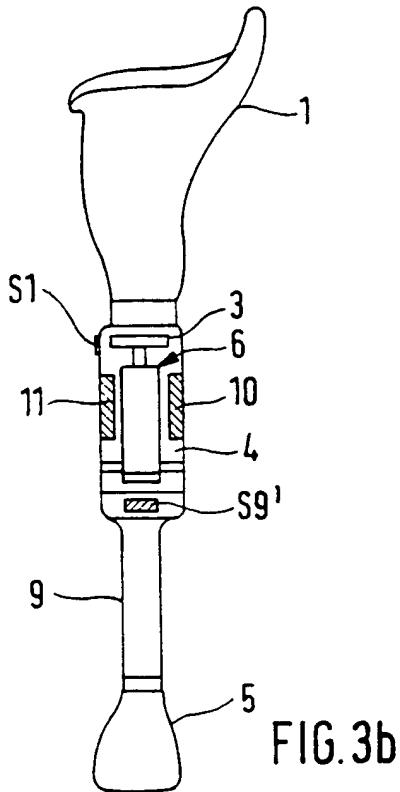
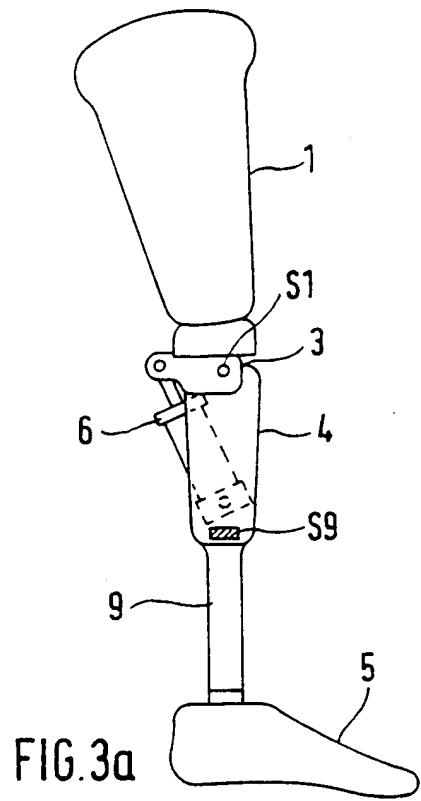
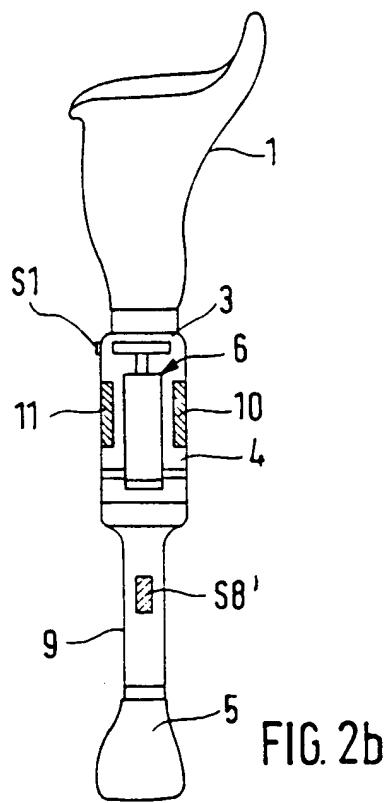
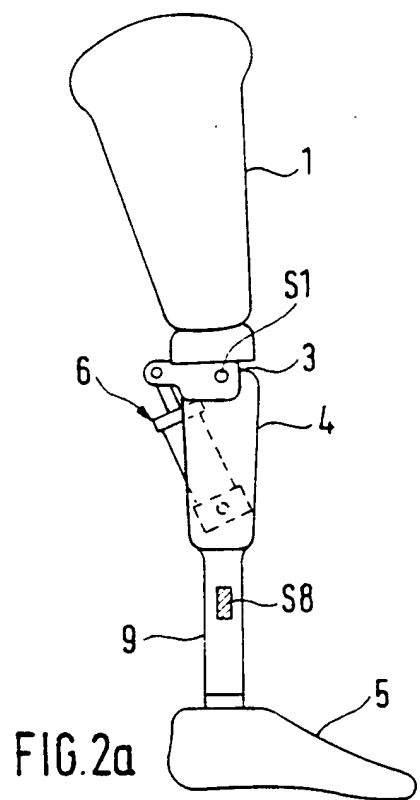
für den Kniestand und die Kraft derart ändert, daß eine Differenz von den geänderten Werten für die Steuerparameter ( $P'$ ) zu fest vorgegebenen zuvor ermittelten Steuerparametern, die einem optimalen Gangverhalten entsprechen, minimiert wird.

1/5

FIG.1

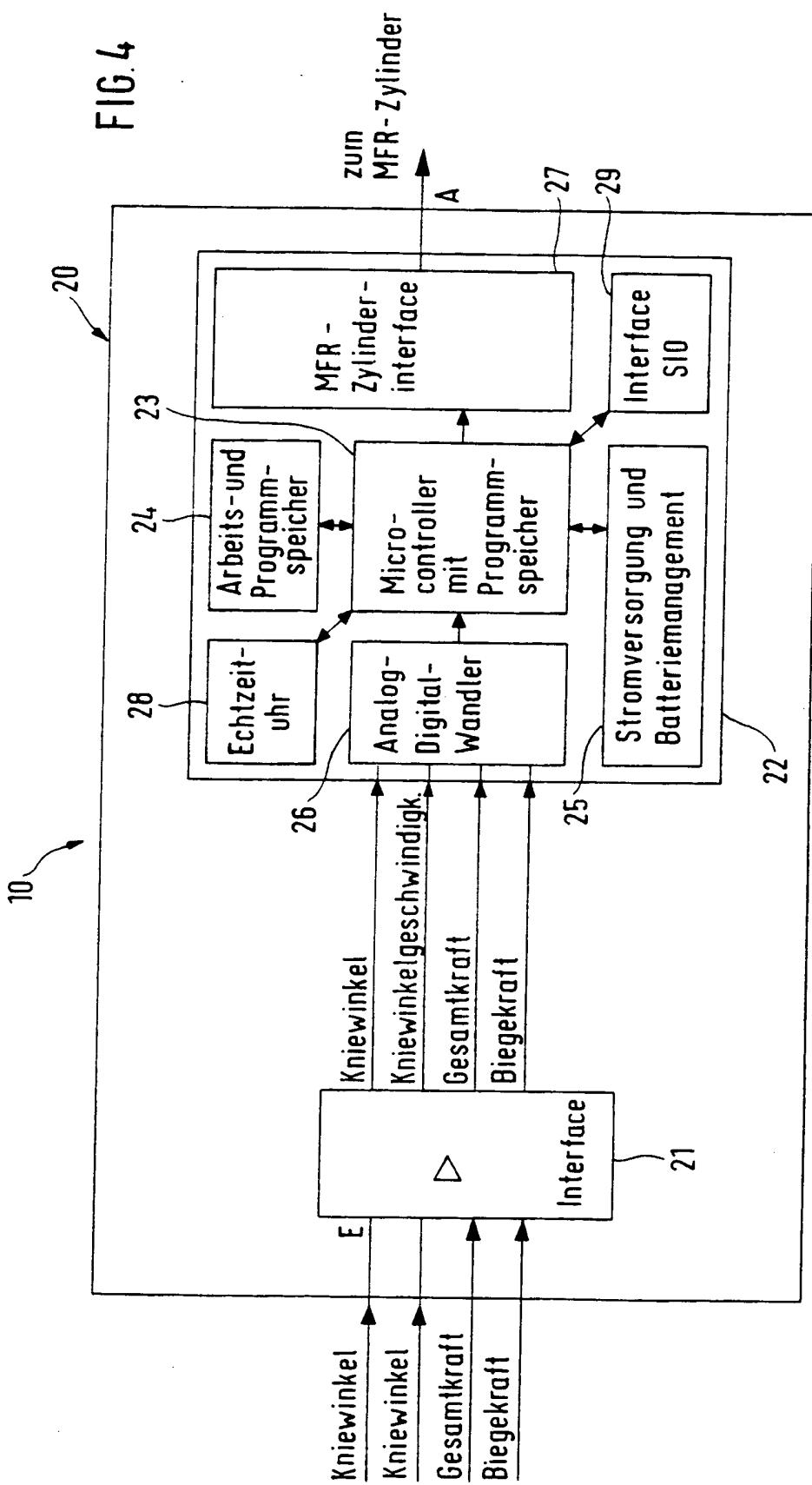


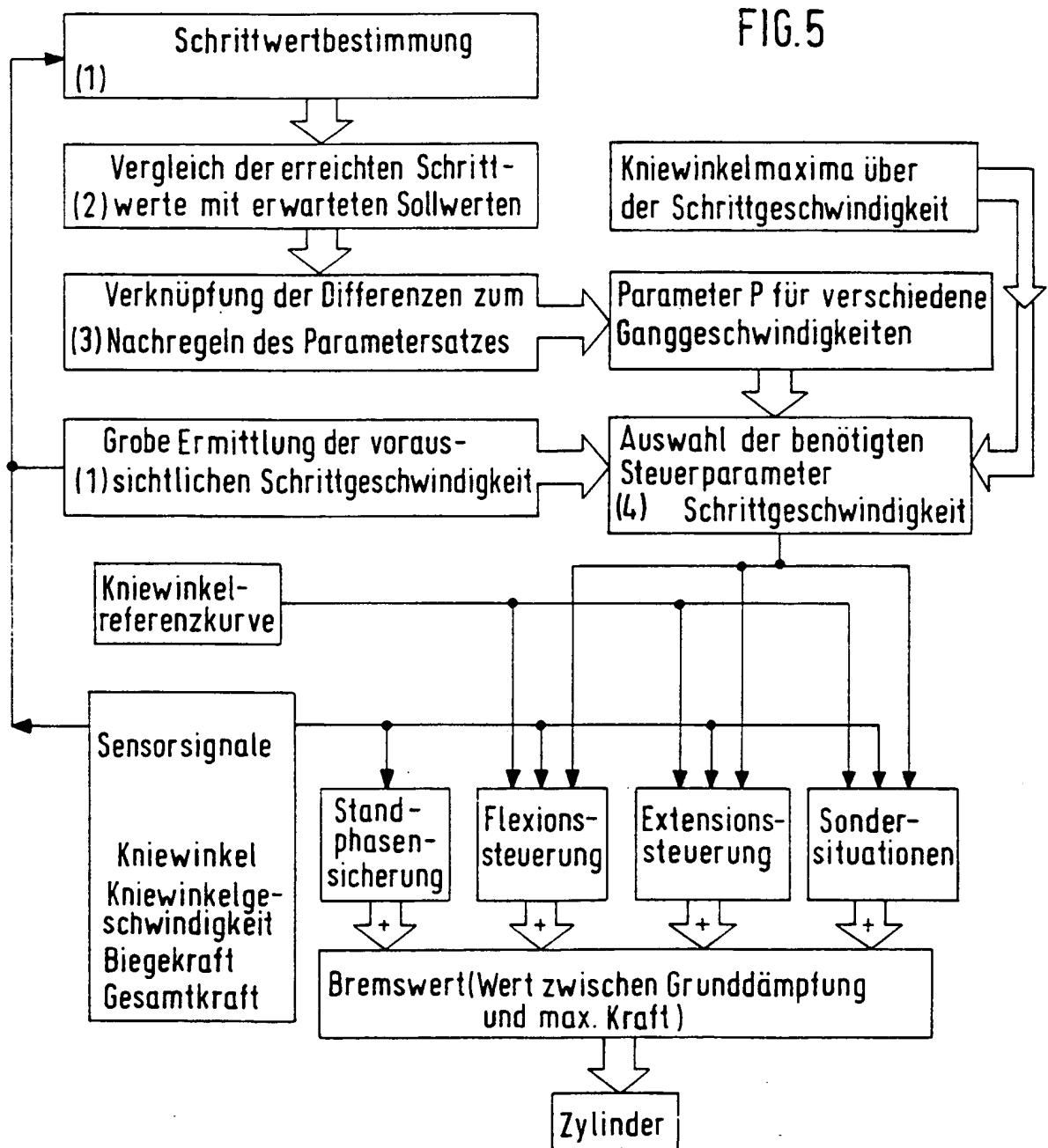
2/5



3/5

FIG. 4





5/5

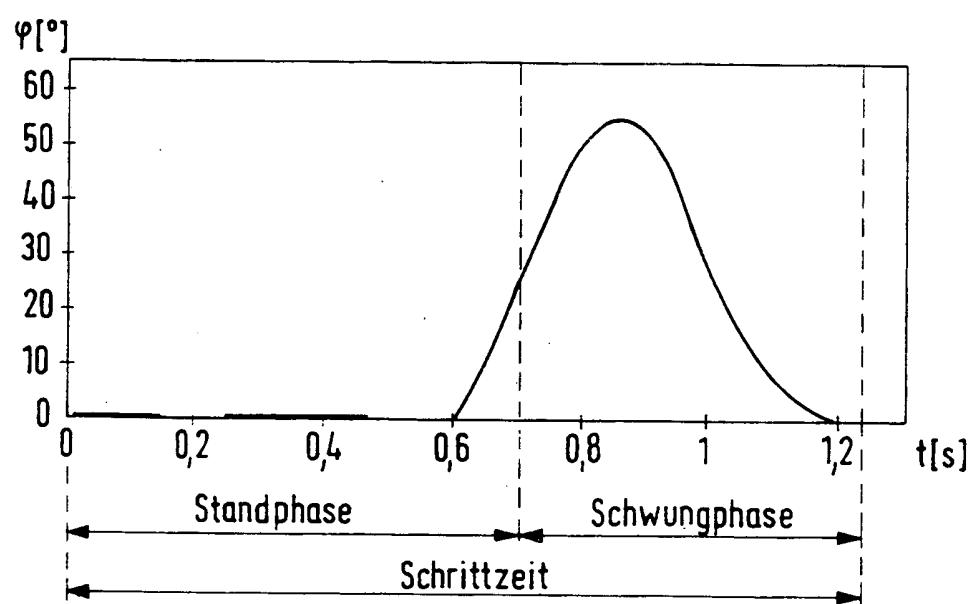


FIG.6

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l. Application No

PCT/EP 99/10280

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 A61F2/64

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	DE 197 54 690 A (BIEDERMANN MOTECH GMBH) 1 July 1999 (1999-07-01) column 1, line 53 -column 3, line 4; claim 7; figure 1	1,8,9, 13,14,18
X	EP 0 549 855 A (BOCK ORTHOPAED IND) 7 July 1993 (1993-07-07)	1-3,9, 13,14,18
A	page 3, line 5 - line 23 page 4, line 49 -page 5, line 23 page 6, line 34 -page 7, line 29 page 9, line 25 - line 38; claim 11; figures 4,4A	4,16
		-/-



Further documents are listed in the continuation of box C.



Patent family members are listed in annex.

## \* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the International filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the International search

2 March 2000

Date of mailing of the International search report

06/04/2000

Name and mailing address of the ISA  
European Patent Office, P.B. 5818 Patentstaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl.  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Arjona Lopez, G

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP 99/10280

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ARAI K I ET AL: "IRON LOSS OF TERTIARY RECRYSTALLIZED SILICON STEEL" IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, US, IEEE INC. NEW YORK, vol. 25, no. 5, 1 September 1989 (1989-09-01), pages 3949-3954, XP000069254 ISSN: 0018-9464 the whole document	1,2,9, 14,18
A	EP 0 628 296 A (BLATCHFORD & SONS LTD) 14 December 1994 (1994-12-14) column 2, line 14 - line 31 column 5, line 47 - column 7, line 41 column 12, line 26 - line 39 column 13, line 1 - line 17 column 14, line 1 - line 18; figures 1,3	10,11
A	FR 2 623 086 A (ADCRO SECTION CERAVAL) 19 May 1989 (1989-05-19) page 2, line 1 - page 3, line 10; figures 1,2	13,14
E	WO 99 44547 A (BLATCHFORD & SONS LTD ;SYKES ANDREW JOHN (GB); ZAHEDI MIR SAEED (G) 10 September 1999 (1999-09-10) abstract; figure 1	1,14,18

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 99/10280

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
DE 19754690 A	01-07-1999	WO EP	9929272 A 0957838 A	17-06-1999 24-11-1999
EP 0549855 A	07-07-1993	CA US AT CN DE DE ES GR JP US DK KR RU	2057108 A,C 5383939 A 135901 T 1074109 A 69209476 D 69209476 T 2086034 T 3019678 T 5212070 A 5571205 A 549855 T 176977 B 2089138 C	06-06-1993 24-01-1995 15-04-1996 14-07-1993 02-05-1996 02-01-1997 16-06-1996 31-07-1996 24-08-1993 05-11-1993 22-04-1996 01-04-1999 10-09-1997
EP 0628296 A	14-12-1994	DE DE GB US	69415397 D 69415397 T 2280609 A,B 5893891 A	04-02-1999 12-05-1999 08-02-1995 13-04-1999
FR 2623086 A	19-05-1989	NONE		
WO 9944547 A	10-09-1999	AU GB	3264399 A 2334891 A	20-09-1999 08-09-1999

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Int. Sonderes Alterszeichen

PCT/EP 99/10280

## A. KLASSEFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

**IPK 7 A61F2/64**

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprästoff (Klassifikationssystem und Klassifikationsymbole)

**IPK 7 A61F**

Recherchierte aber nicht zum Mindestprästoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der Internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

## C. ALS WESENTLICH ANGEBEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
P, X	DE 197 54 690 A (BIEDERMANN MOTECH GMBH) 1. Juli 1999 (1999-07-01) Spalte 1, Zeile 53 - Spalte 3, Zeile 4; Anspruch 7; Abbildung 1	1, 8, 9, 13, 14, 18
X	EP 0 549 855 A (BOCK ORTHOPAED IND) 7. Juli 1993 (1993-07-07) Seite 3, Zeile 5 - Zeile 23 Seite 4, Zeile 49 - Seite 5, Zeile 23 Seite 6, Zeile 34 - Seite 7, Zeile 29 Seite 9, Zeile 25 - Zeile 38; Anspruch 11; Abbildungen 4, 4A	1-3, 9, 13, 14, 18 4, 16
A		-/-

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

- \* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
- "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem Internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- "P" Veröffentlichung, die vor dem Internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem Internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzipielle oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der Internationalen Recherche

Anmeldedatum des Internationalen Recherchenberichts

2. März 2000

06/04/2000

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Arjona Lopez, G

## INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Int. nationales Albenzeichen

PCT/EP 99/10280

## C.(Fortsetzung) ALB WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	ARAI K I ET AL: "IRON LOSS OF TERTIARY RECRYSTALLIZED SILICON STEEL" IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, US, IEEE INC. NEW YORK, Bd. 25, Nr. 5, 1. September 1989 (1989-09-01), Seiten 3949-3954, XP000069254 ISSN: 0018-9464 das ganze Dokument	1,2,9, 14,18
A		10,11
X	EP 0 628 296 A (BLATCHFORD & SONS LTD) 14. Dezember 1994 (1994-12-14) Spalte 2, Zeile 14 - Zeile 31 Spalte 5, Zeile 47 - Spalte 7, Zeile 41 Spalte 12, Zeile 26 - Zeile 39 Spalte 13, Zeile 1 - Zeile 17 Spalte 14, Zeile 1 - Zeile 18; Abbildungen 1,3	13,14
A	FR 2 623 086 A (ADCRO SECTION CERAVAL) 19. Mai 1989 (1989-05-19) Seite 2, Zeile 1 -Seite 3, Zeile 10; Abbildungen 1,2	
E	WO 99 44547 A (BLATCHFORD & SONS LTD ;SYKES ANDREW JOHN (GB); ZAHEDI MIR SAEED (G) 10. September 1999 (1999-09-10) Zusammenfassung; Abbildung 1	1,14,18
1		

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Int. nationales Aktenzeichen

PCT/EP 99/10280

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
DE 19754690 A	01-07-1999	WO	9929272 A	17-06-1999
		EP	0957838 A	24-11-1999
EP 0549855 A	07-07-1993	CA	2057108 A,C	06-06-1993
		US	5383939 A	24-01-1995
		AT	135901 T	15-04-1996
		CN	1074109 A	14-07-1993
		DE	69209476 D	02-05-1996
		DE	69209476 T	02-01-1997
		ES	2086034 T	16-06-1996
		GR	3019678 T	31-07-1996
		JP	5212070 A	24-08-1993
		US	5571205 A	05-11-1993
		DK	549855 T	22-04-1996
		KR	176977 B	01-04-1999
		RU	2089138 C	10-09-1997
EP 0628296 A	14-12-1994	DE	69415397 D	04-02-1999
		DE	69415397 T	12-05-1999
		GB	2280609 A,B	08-02-1995
		US	5893891 A	13-04-1999
FR 2623086 A	19-05-1989	KEINE		
WO 9944547 A	10-09-1999	AU	3264399 A	20-09-1999
		GB	2334891 A	08-09-1999